

## 人工肺用中空糸膜間の微小流路における 血流速と血液ガス移動の数値解析手法に関する検討

### An Investigation of a Computational Analysis Method for Blood Flow and Blood-Gas Transfer using a Micro Passage with Oxygenator's Hollow Fiber Membranes

○片桐伸将, 舟久保昭夫\*, 築谷朋典, 巽 英介, 妙中義之, 福井康裕\*

Nobumasa Katagiri, \*Akio Funakubo, Tomonori Tsukiya, Eisuke Tatsumi, Taenaka Yoshiyuki, \*Yasuhiro Fukui

#### Abstract

Computational analysis has been becoming useful approach to improving designs of blood passages in membrane oxygenators. However, most of computational analysis methods focused on fluid dynamics in the blood layer to take into account a macro design of a blood passage. We focused on the gas transfer behaviors in a hollow fiber bundle of a commercial oxygenator using computational analysis method. A micro passage model is simulated a rectangular part of a hollow fiber bundle. This computational model consists of parallel and staggered arranged two hollow fiber membranes (225  $\mu\text{m}$  outer diameter and 165  $\mu\text{m}$  inner diameter). Blood flows outside of hollow fibers in a direction of perpendicular to gas flow direction. Our computational analysis method deals coupled mass transfer and fluid dynamics including blood-gas reaction. In Initial blood condition, partial oxygen pressure ( $\text{PO}_2$ ), partial carbon dioxide pressure ( $\text{PCO}_2$ ) and hemoglobin concentration (Hb) were set at 37.7 mmHg, 45.0 mmHg and 12.0 g/dL. In Initial gas condition,  $\text{PO}_2$  and  $\text{PCO}_2$  were set at 713.0 mmHg and 0.0 mmHg. In each results of  $\text{PO}_2$  and  $\text{PCO}_2$  distributions, maximum values of  $\text{PO}_2$  and minimum values of  $\text{PCO}_2$  were demonstrated in the wake of a hollow fiber. Max  $\text{PO}_2$  and min  $\text{PCO}_2$  were 39.1 mmHg and 44.4 mmHg, 38.9 mmHg and 44.5 mmHg, and 38.7 mmHg and 44.6 mmHg at 1, 3, 5 L/min blood and gas flows, respectively. In conclusion, our computational analysis method is able to display distributions of  $\text{PO}_2$  and  $\text{PCO}_2$  in a micro passage among hollow fiber membranes.

#### Key Words

Oxygenator, Computational analysis, Gas transfer, Hollow fiber, Blood-gas reaction

#### 1. はじめに

臨床で広く応用されている外部灌流方式の中空糸膜型人工肺は、直径数百 $\mu\text{m}$ の中空糸膜数万本からなる充填体構造であるため、中空糸外側の血液層は複雑な流れ場を形成している。さらに、人工肺内における血液中の酸素および炭酸ガスの移動は、赤血球中のヘモグロビンとの化学反応を伴った非線形な物質移動現象である。このため、人工肺の設計段階での性能予測は非常に困難となり、試作人工肺を用いた血液実験による Try & Error に基づき開発が進められているのが現状である。現在までに、複雑な流れ場をもつ人工臓器に対して、コンピュータを用いた数値流体解析手法の有用性がいくつか報告されている<sup>1)2)</sup>。しかし、人工肺の主要な機能であるガス交換機能に関しては、血中の酸素・炭酸ガスの非線形化学反応、ガス移動係数に大きく影響する膜近傍の血液流れ<sup>3)</sup>が重要であるが、このことを考慮した3次元的な酸素・炭

酸ガス濃度分布を計算し得る数値流体解析手法は確立していない。我々は、数値流体解析ソフトにガス交換膜を介した血液と酸素および炭酸ガスの化学反応に基づく物質移動現象に関するプログラムを組み込んだ新しい人工肺のガス交換解析手法を考案した。本研究は、この新規なガス交換解析手法を用いて、可視化の困難な中空糸膜間の微小な血液流れと、その微小な血液流れ場における酸素・炭酸ガス濃度分布に対する影響について検討した。

#### 2. 方法

##### 2.1 解析手法

コンピュータ解析には市販の数値流体解析ソフト Star-CD (CD adapco japan) を用いた。本ソフトは有限体積法の一つである Simple 法による流れと熱・物質移動の解析が可能であることから、流れと物質移動量の支配方程式が実装されているものを利用した。本検討では、人工肺特有の膜を介した物質移動と血液ガス化学反応の関係式を移動量保存方程式に組み込むためのプログラムを作成することにより、膜型人工肺内のガス移動現象の解析を可能とする手法を考案した。

##### 2.1.1 流れと物質移動の支配方程式

臨床使用されている人工肺の使用範囲を参考に、血液およびガスの流れを定義した。中空糸束間の血液のせん断速度は通常  $40 \text{ s}^{-1}$  以上であり、そのせん断速度の領域では血液の粘度は一定とみなせるので<sup>4)</sup>、血液層およびガス層における流

2008年10月2日受理

2008年11月18日最終原稿受理

国立循環器病センター研究所 人工臓器部

\*東京電機大学理工学部 電子情報工学科

Dept. of Artificial Organs, National Cardiovascular Center Research Institute.

\*Dept. of Electronic Computational Engineering, Tokyo Denki University.

れはいずれも層流として解析した。密度に関しては、血液は非圧縮性で変化なしとし、ガスは輸送成分による影響が無視できないものと考えて変化ありとした。流れは以下に示した質量保存方程式 (2-1) と Navier-Stokes 方程式 (2-2) を連立させて計算を行った。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\rho(\nabla \mathbf{v}) \quad (2-1)$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \rho \mathbf{g} \quad (2-2)$$

ここで、 $\rho$ : 流体密度[kg/m<sup>3</sup>],  $\mathbf{v}$ : 速度[m/s],  $p$ : 圧力[Pa],  $\mu$ : 粘度[Pa·s],  $\mathbf{g}$ : 重力加速度[m/s<sup>2</sup>]である。本検討では重力の影響は無視した。

### 2.1.2 物質移動の要素支配方程式

物質(A)の溶媒流体(B)における移動量保存方程式 (2-3) は以下に示した支配方程式で表される。

$$\frac{\partial \rho_A}{\partial t} = -(\mathbf{v} \cdot \nabla \rho_A) + D_{AB} \nabla^2 \rho_A + S_A \quad (2-3)$$

ここで、 $\rho_A$ : 物質(A)の濃度[kg/m<sup>3</sup>],  $D_{AB}$ : 物質(A)の流体(B)に対する拡散係数[m<sup>2</sup>/s],  $\mathbf{v}$ : 流体(B)の流速[m/s],  $S_A$ : 物質(A)の生成項[kg/m<sup>3</sup>/s]である。

### 2.1.3 膜を介した物質移動

Star-CD では固体層内の透過拡散が計算できないことから、ガス-膜-血液層間の総括物質移動係数とガス-血液層間の移動推進力となる分圧較差に基づく移動成分を (2-3)式の生成項( $S_A$ )に組み込むこととした。物質(A)のガス-膜-血液層間の総括物質移動係数( $K_A$ )[m/s]は、膜の透過係数( $M_A$ )と血液層物質移動係数( $k_{AB}$ )に比較してガス層物質移動係数が無視できる程小さいことから、以下の(2-4)式のように与えられる。

$$\frac{1}{K_A} = \frac{1}{k_{AB}} + \frac{1}{M_A} \quad (2-4)$$

血液側物質移動係数( $k_{AB}$ )は、本研究が膜を介して向かい合う血液層とガス層をモデル化してメッシュ分割をしていることから、膜に接する血液層を構成する各要素において、カルマンの積分関係から導かれる水平板からの層流物質移動の式<sup>5)</sup>を採用した。それより血液側物質移動係数( $k_{AB}$ ) (2-5)式に示す関係で表すことができる。

$$k_{AB} = \frac{0.332}{(1 - C_0^*)} \times \left( \frac{\rho_B}{\mu} \right)^{0.1667} \times D_{AB}^{0.6667} \times X^{-0.5} \times U_x^{0.5} \quad (2-5)$$

ここで、 $C_0^*$ : 膜との境界面における血液層内濃度[kg/m<sup>3</sup>],  $X$ : 物質移動の開始点からの血流方向長さ[m],  $U_x$ : 速度境界層外の発達した流速である。本解析手法において、 $C_0^*$ は膜を介して向かい合うガス層内分圧と平衡状態に達しているとして扱った。また流速分布の解析結果を参考に、 $X$ は膜に接する血液要素の血流方向長さ、 $U_x$ は膜に接する血液要素内の流速の一次関数として扱った。これにより、血液側物質移

動係数( $k_{AB}$ )をガス層の濃度と膜近傍の血流速の関数として計算することとした。以上の(2-4)式および(2-5)式より総括物質移動係数( $K_A$ )を求め、(2-6)式を用いて膜を介して血液に移動する物質(A)の移動速度( $Sm_{AB}$ )[kg/m<sup>3</sup>/s]を計算した。

$$Sm_{AB} = \frac{K_A \times M_A \times \alpha_{AB} \times A_C}{V_C} \times (p_{AG} - p_{AB}) \quad (2-6)$$

ここで、 $M_A$ : 物質(A)の質量数[kg/mol],  $\alpha_{AB}$ : 物質(A)の流体(B)に対する溶解度[mol/m<sup>3</sup>/mmHg],  $A_C$ : 膜近傍要素の接触面積[m<sup>2</sup>],  $V_C$ : 膜近傍要素の体積[m<sup>3</sup>],  $p_{AG}$ : ガス層における物質(A)の分圧[mmHg],  $p_{AB}$ : 血液層における物質(A)の分圧[mmHg]である。

### 2.1.4 血液層内の化学反応を伴った物質移動

本研究では、血液層の要素サイズを数百 $\mu$ mとしているのに対し、ヘモグロビンが約8 $\mu$ mであることから、血液を一樣な懸濁液としている。このため、血液層の要素内のヘモグロビンは血液とともに流れることから、移流成分による濃度変化の影響を受けないとし、ガスの反応成分を拡散成分と膜移動などによる生成(消費)成分の関数として扱うこととした。まず、物質(A)の物理溶存成分に対する反応成分の要素内含量差分比( $K_{CA}$ )を計算し、反応速度( $Sr_{AB}$ )[kg/m<sup>3</sup>/s]を以下の(2-7)式のように定義した。

$$Sr_{AB} = K_{CA} \cdot \frac{\partial \rho'_A}{\partial t} \quad (2-7)$$

$$K_{CA} = \frac{\Delta f_{RA}}{\Delta \rho_A}$$

ここで、 $\partial \rho'_A / \partial t$ : 拡散項と生成項による物質(A)の移動速度、 $\Delta f_{RA}$ : 物質(A)の反応成分差分[kg/kg],  $\Delta \rho_A$ : 物質(A)の物理溶存成分差分[kg/kg]である。

### 2.1.5 反応成分の含量

一般的に血液中の酸素および炭酸ガスの総含量は、平衡状態に達した物理溶存成分とヘモグロビンや水との反応成分の和として、体積分率の百分率[vol%=10<sup>-2</sup>m<sup>3</sup>/m<sup>3</sup>]を用いて表される。血液中における酸素の総含量( $Co_2$ )[vol%]は、物理的に溶存した成分とヘモグロビンと反応した成分から(2-8)式のように与えられている。ここで、 $M_{O_2}$ : 酸素の質量数[kg/mol],  $\alpha_{O_2B}$ : 酸素の血液に対する溶解度[mol/m<sup>3</sup>/mmHg],  $P_{O_2B}$ : 血中酸素分圧[mmHg],  $Hb$ : ヘモグロビン濃度[g/dL],  $So_{2B}$ : 酸素飽和度[%]である。酸素飽和度( $So_{2B}$ )は、化学量論的に導かれた Adair の式を用いることで、オキシヘモグロビン解離曲線関係を反映した酸素分圧( $P_{O_2B}$ )と pH の関数 ((2-9)式)とした。よって(2-8)式の第2項: 反応項を質量分率に換算した(2-10)式より、酸素反応成分の含量( $f_{RO_2B}$ )[kg/kg]を計算した。血液中における炭酸ガスの含量( $Cco_2$ )[vol%]は、物理的に溶存した成分と H<sub>2</sub>O 分子と反応した後血漿中で重炭酸イオン(HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>)として存在する成分とそれらがヘモグロビンと反応した成分から(2-11)式のように与えられる。ここで、 $M_{CO_2}$ : 二酸化炭素の質量数[kg/mol],  $\alpha_{CO_2B}$ : 二酸化炭素の血液に対する溶解度[mol/m<sup>3</sup>/mmHg],  $P_{CO_2B}$ : 血中炭酸ガス分圧[mmHg],  $Hb$ : ヘモグロビン濃度[g/dL]である。ただし、ヘモグロビンとの反応成分に係る変数  $d$  は酸素飽和度( $So_{2B}$ )の影響を受けるため、(2-12)式のように表され、 $y_1, y_2$  は pH の 2 次関数で表わされる実験値を適用した。よって(2-11)式を展開して得られる第2項: 重炭酸イオン項, 第3項: 溶存炭酸ガスとヘモグロビンとの反応項, 第4項: 重炭酸イオンとヘモグロビンとの反応項の和を質量分率に換算

$$C_{O_2} = \frac{M_{O_2} \cdot \alpha_{O_2B}}{\rho_{O_2}} \times 10^2 \times P_{O_2B} + 1.34 \times Hb \times \frac{S_{O_2B}}{100} \tag{2-8}$$

$$\frac{S_{O_2B}}{100} = f_s(P_{O_2B}, pH) \tag{2-9}$$

$$f_{RCO_2B}(P_{O_2B}, pH, Hb) = \frac{\rho_{O_2}}{\rho_B} \times 10^{-2} \times 1.34 \times Hb \times f_s(P_{O_2B}, pH) \tag{2-10}$$

$$C_{CO_2} = \frac{M_{CO_2} \cdot \alpha_{CO_2B}}{\rho_{CO_2}} \times 10^2 \times P_{CO_2B} \times (1 + 10^{pH-6.11}) \times \left\{ 1 + (d-1) \times \frac{3Hb}{100} \right\} \tag{2-11}$$

$$d = (y_1 - y_2) \times \left( 1 - \frac{S_{O_2B}}{100} \right) - y_2 \tag{2-12}$$

$$y_1 = -0.098808 \times pH^2 + 1.161299 \times pH - 2.792475$$

$$y_2 = -0.080959 \times pH^2 + 0.904919 \times pH - 1.1673734$$

$$f_{RCO_2B}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, pH, Hb) = \frac{\rho_{CO_2}}{\rho_B} \times \left\{ f_{HCO_3^-}(P_{CO_2B}, pH) + f_{Hb}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, Hb) + f_{HHCO_3}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, pH, Hb) \right\} \tag{2-13}$$

した(2-13)式より、炭酸ガス反応成分の含量( $f_{RCO_2B}$ )[kg/kg]を計算した。

本研究では、計算上の変数を少なくするために、ほぼ一定と見なせるヘモグロビン濃度(Hb)を定数 12.0 g/dL とし、重炭酸イオン( $HCO_3^-$ )の緩衝作用を無視して pH も定数 7.40 とした。

2.2 解析形状およびメッシュ分割条件

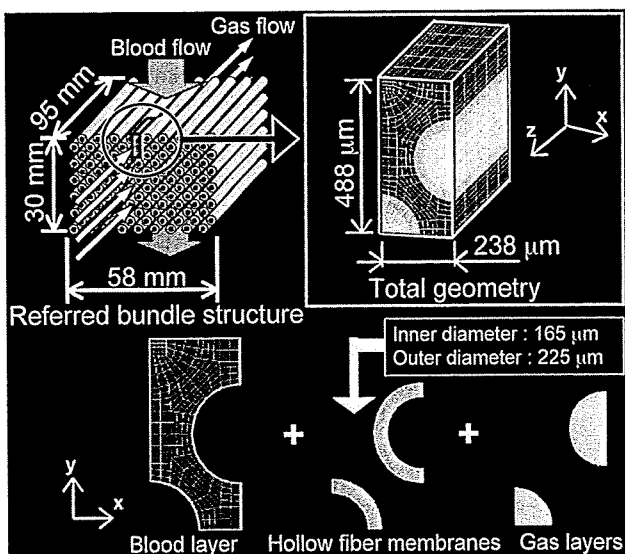


Fig. 1 Referred bundle structure (left) and calculated total geometry of micro passage model (right). This model has blood passage among staggered arranged hollow fibers and gas passages (bottom).

参照した人工肺の中空糸束は、並列配した中空糸からなる簾状シートを血液主流方向に積層配置することにより直方体状の束形状を有している(Fig. 1 left). 解析対象とした微小流路モデルは、中空糸膜よりなる充填体構造の血液流入側の一部(血流方向に血液流入面から中空糸2本目の軸までの長さ 488 μm, 血流およびガス流に対して垂直方向に隣り合う中空糸膜軸間距離 238 μm)を模擬した(Fig. 1 right). 本モデルは、血液層とその周りに千鳥配置された内径 165 μm, 外径 225 μm の円筒状の中空糸膜および中空糸膜内部のガス層より構成されている(Fig. 1 bottom).

我々は、将来的に微小流路モデルを複数連結することで、

人工肺を模擬した解析を行うことを計画している。そこで、本研究における微小流路モデルのメッシュ分割は、解析を行う際の計算時間を軽減するために、膜形状を損なわない範囲で可能な限り粗くした(Fig. 1 right). 要素数は血液層部分が 11,520, 中空糸膜部分が 2,560, ガス層部分が 10,240 で総要素数 24,320 とした。ただし、物質移動に影響の大きいと考えられる血液層流速分布の検討には、2倍のメッシュ分割条件で解析を行った。また、本メッシュ分割条件による誤差評価の為に、膜移動計算に影響する膜近接血液層およびガス層の膜径方向を除いて、2倍のメッシュ分割条件で物質移動解析を行った。そして、各血液層流出面における面積、反応成分も含めた総含量(体積分率)および流量の積を総和して求められる物質流出量[mL/min]を用いて、2倍のメッシュ分割による解析結果に対する本メッシュ分割による解析結果の相対誤差を算出した。

2.3 物性値および境界条件

Table1 Properties

Blood layer	
Density	1056 kg/m <sup>3</sup>
Viscosity	3.30x10 <sup>-3</sup> Pa·s
Hb	12.0 g/dL
pH	7.40
O <sub>2</sub> diffusivity	2.127x10 <sup>-9</sup> m <sup>2</sup> /s
CO <sub>2</sub> diffusivity	1.456x10 <sup>-9</sup> m <sup>2</sup> /s
O <sub>2</sub> solubility	1.257 x10 <sup>-3</sup> mol/m <sup>3</sup> /mmHg
CO <sub>2</sub> solubility	3.140 x10 <sup>-3</sup> mol/m <sup>3</sup> /mmHg
Gas layer	
Density	1.259 kg/m <sup>3</sup>
Viscosity	18.2x10 <sup>-6</sup> Pa·s
O <sub>2</sub> diffusivity	22.23x10 <sup>-6</sup> m <sup>2</sup> /s
CO <sub>2</sub> diffusivity	17.79x10 <sup>-6</sup> m <sup>2</sup> /s
Membrane layer	
O <sub>2</sub> permeability	34.0x10 <sup>-5</sup> m <sup>3</sup> (STP)/m <sup>2</sup> /s/mmHg
CO <sub>2</sub> permeability	34.0x10 <sup>-5</sup> m <sup>3</sup> (STP)/m <sup>2</sup> /s/mmHg

血液の密度、粘度は 37°C の人血の値を参考にした<sup>4)</sup>。血

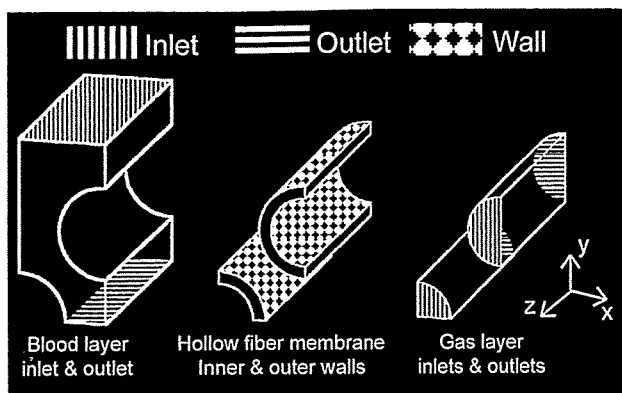


Fig. 2 Boundary surfaces are set as shown in this figure.

Table2 Boundary combinations of flow rates and initial inlet velocities and Reynolds numbers

Blood velocity analysis			
Symbol	Blood flow rate	Initial velocity	Re
Q1	1.00 L/min	$3.03 \times 10^{-3}$ m/s	0.4
Q3	3.00 L/min	$9.07 \times 10^{-3}$ m/s	1.3
Q9	9.00 L/min	$2.72 \times 10^{-2}$ m/s	3.9
Q100	$1.00 \times 10^2$ L/min	$3.03 \times 10^{-1}$ m/s	40
Q1000	$1.00 \times 10^3$ L/min	3.03 m/s	400

Mass transfer analysis		
Symbol	Blood flow rate (Initial velocity)	Gas flow rate (Initial velocity)
Q1V1	1.00 L/min ( $3.03 \times 10^{-3}$ m/s)	1.00 L/min ( $4.06 \times 10^{-2}$ m/s)
Q3V3	3.00 L/min ( $9.07 \times 10^{-3}$ m/s)	3.00 L/min ( $1.22 \times 10^{-1}$ m/s)
Q5V5	5.00 L/min ( $1.51 \times 10^{-3}$ m/s)	5.00 L/min ( $2.03 \times 10^{-3}$ m/s)

液中のガス拡散係数は過去の実験的研究にて報告されたものを参考にした (Table1) <sup>6)</sup>. Fig. 2 に定義した境界面を示した. 血液層側の境界面は, Fig. 2 の血液層上面から一様流入, 下面から自由流出とした. ガス層側の境界面は, Fig. 2 のガス層前面 2 箇所から一様流入, 背面から自由流出とした. 中空糸膜内面および外面は, 流速 0 m/s の壁面とした. 流速およびガス流速条件は, 参照人工肺に対して想定した流量からその局所部分となる本モデルの平均流速を算出し, 初期流入速度として用いた. 血液層流速分布の解析には, 通常使用しない範囲も検討するため, 設定血流量(Q)=1, 3, 9, 100, 1000 L/min とした. 血液層濃度分布の解析には, 設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min, 血液ガス流量比(V/Q)=1 となるように設定ガス流量(V)=1, 3, 5 L/min とした. 以上の各流量, 本モデルにおける初期流入速度および中空糸膜の直径を代表長さとするレイノルズ数(Re)の組み合わせを Table2 に示した. 初期流入酸素・炭酸ガス濃度は, 血液層がそれぞれ 37.7 mmHg, 45.0 mmHg, ガス層がそれぞれ 713.0 mmHg, 0.0 mmHg とした.

### 3. 結果

#### 3.1 血液層流速分布

血液層の流速ベクトル分布図を Fig.3~7 に示した. 特に, 濃度分布に影響しうる流れの剥離や渦を観察するため, 中空

糸膜後流について示した. また, 各条件の速度差が大きいため, スケールの Min, Max 値は各解析結果に依存させた. 血液の初期流入速度  $3.03 \times 10^{-3}$ ,  $9.07 \times 10^{-3}$ ,  $2.72 \times 10^{-2}$  および  $3.03 \times 10^{-1}$  m/s の条件における解析結果からは物質移動に影響を与えるような明らかな流れの剥離や渦の形成はみられず, 微小流路に沿った流れを示していた. 血液の初期流入速度 3.03 m/s において, 明らかな流れの剥離や渦が観察されるようになったが, 参照人工肺における設定血流量が 1000 L/min と非現実的な高流量である.

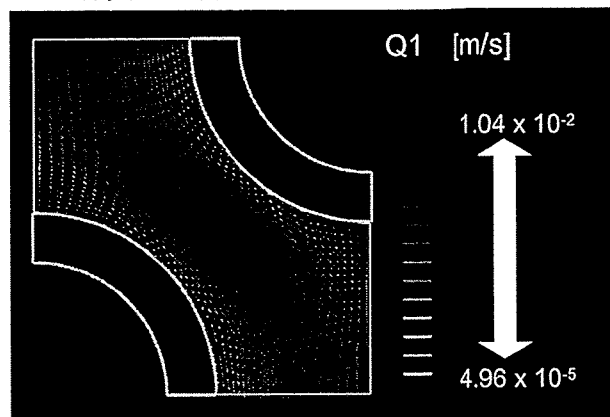


Fig. 3 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of  $Re=0.4$ . There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

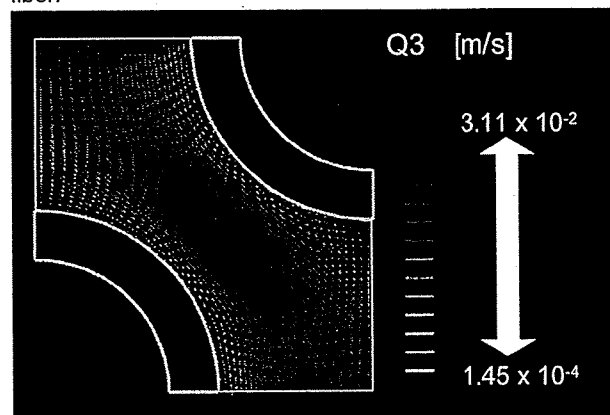


Fig. 4 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of  $Re=1.3$ . There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

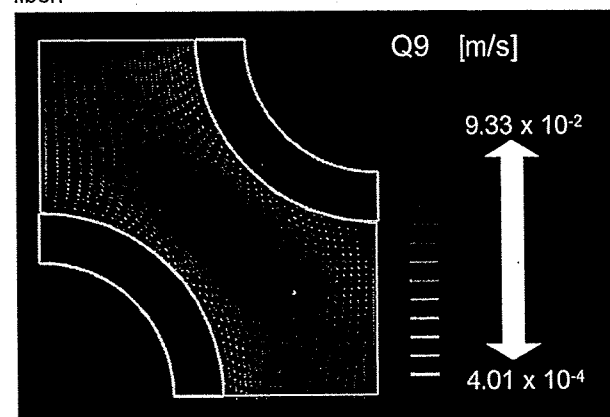


Fig. 5 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of  $Re=3.9$ . There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

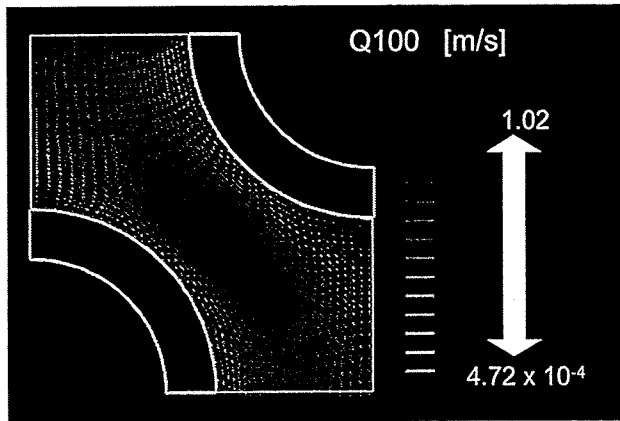


Fig. 6 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of  $Re=40$ . There was stagnant flow in the wake of hollow fiber.

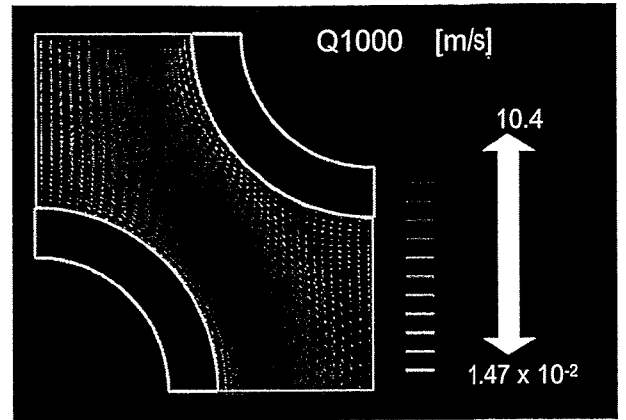


Fig. 7 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of  $Re=400$ . There were obvious eddies in the wake of hollow fiber.

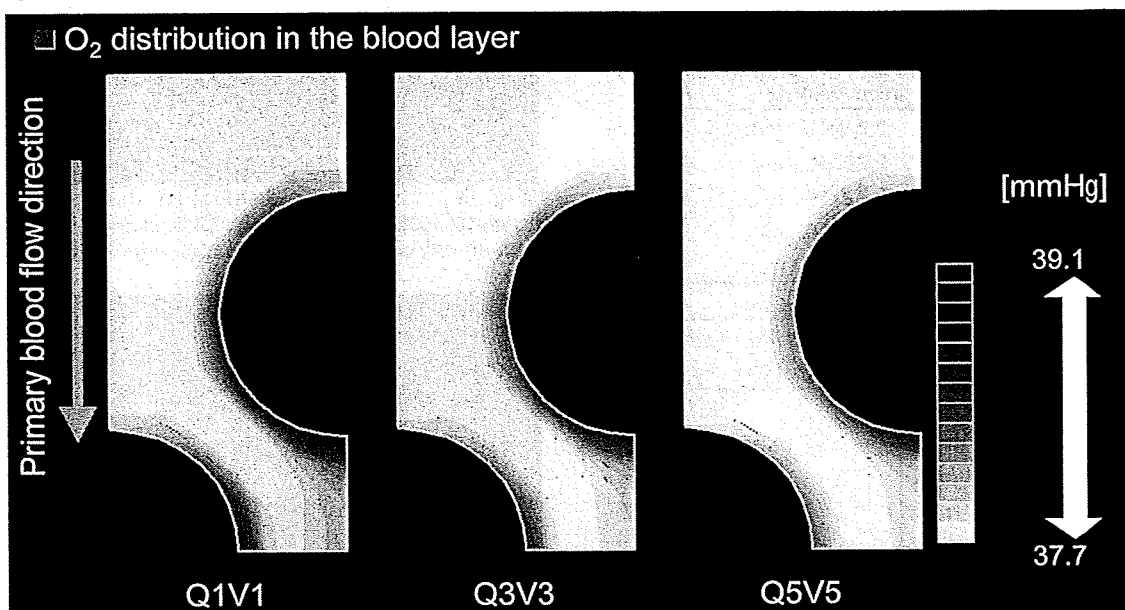


Fig. 8 Distributions of  $O_2$  concentration in the blood layer are shown in contour plots. Each result is a section

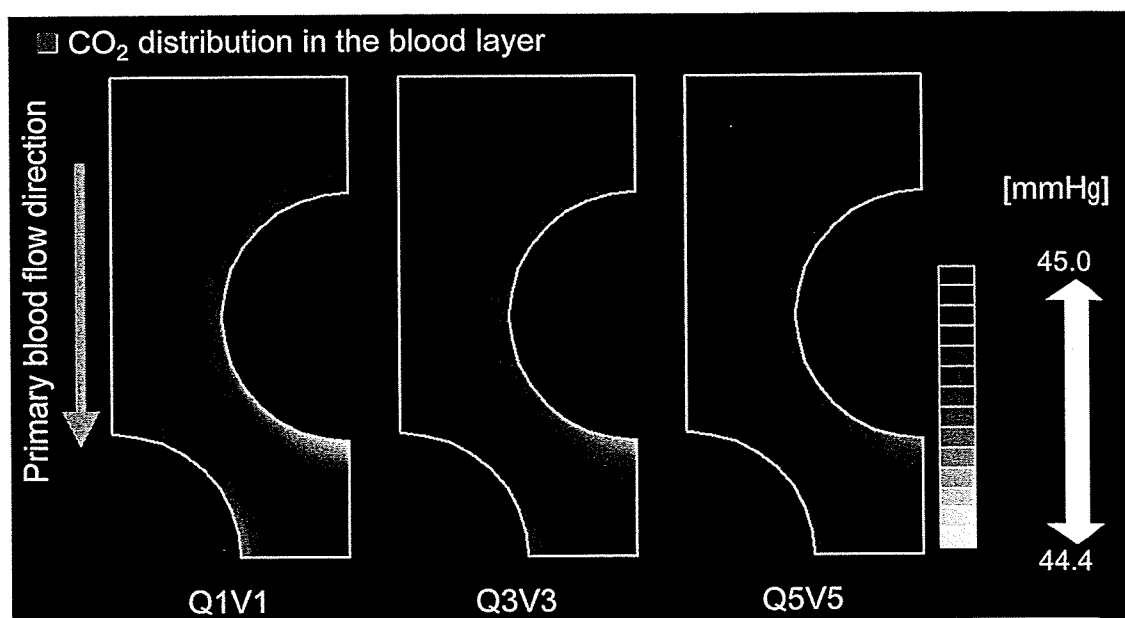


Fig. 9 Distributions of  $CO_2$  concentration in the blood layer are shown in contour plots. Each result is a section of a blood layer at the gas outlet.

3.2 血液層酸素濃度分布および血液層炭酸ガス濃度分布

血液層の濃度等高線分布図は、ガス流出側の血液層断面にて比較し、酸素濃度分布を Fig. 8、炭酸ガス濃度分布を Fig. 9 に示した。各設定流量条件によるスケールの Min, Max 値は酸素濃度分布および炭酸ガス濃度分布でそれぞれ統一した。いずれの濃度分布においても、中空糸膜に接した部分より拡散した成分が上面からの流れにより対流移動しており、膜近傍の濃度こう配は膜後流部分まで発達し続け、その後拡散している様子が見られた。酸素濃度分布は膜後流部分で最大値を示し、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ 39.1, 38.9, 38.7 mmHg であった。炭酸ガス濃度分布は膜後流部分で最小値を示し、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ 44.4, 44.5, 44.6 mmHg であった。血液流速の増加に対して、対流による移動成分の増加により、ガス交換に伴う濃度上昇が抑制されていた。

3.3 メッシュ分割サイズによる血液層流出面の酸素流出量と炭酸ガス流出量の比較

流れと物質移動を総合的に反映する指標として、血液層流出面の酸素流出量[mL/min]と炭酸ガス流出量[mL/min]を用いて、前述のメッシュ分割による解析結果と2倍のメッシュ分割による解析結果を比較した。設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、酸素流出量[mL/min]の相対誤差はそれぞれ 0.43, 0.26, 0.18 %, 炭酸ガス流出量[mL/min]の相対誤差はそれぞれ -0.20, -0.14, -0.11 % であった。

4. 考察

4.1 血液層流速分布

通常の人工肺使用範囲におけるレイノルズ数領域では、血液側の流速分布は流路に沿った流れを示していた。単体の円筒形状の周りの流れに関しては、層流域であるレイノルズ数 1 付近から後流にて一時的な停滞や剥離が生じ始めることが知られている。しかし、本検討のメッシュ分割に基づく中空糸の千鳥配列からなる円管群の計算では、中空糸後流において物質移動に影響を与えるような流れの停滞や剥離は、レイノルズ数(Re)=40 まで確認されなかった。これは、後流側の中空糸膜により流れが影響を受けるためと考えられ、通常の人工肺使用条件では停滞や剥離の影響は無視できるものと推察された。この結果は、これまでの人工肺に関する流体力学的研究による報告<sup>7)8)</sup>と一致するものであった。

4.2 血液層酸素および炭酸ガス濃度分布

濃度分布の解析結果より、まず上流側中空糸膜近傍で血液が急な濃度こう配を持ち、次にこの血液が中空糸膜後流つまり交互に配置された中空糸膜間において濃度拡散や反応による生成・消費が進行し、同時に上流側で十分拡散していた血液が下流側中空糸膜近傍で急な濃度こう配を持つことを繰り返すことによって、血液中の溶存ガス成分が形成する濃度境界膜が発達することなく効率よく物質移動している様子が見られた。また血液流速上昇に伴い、膜後流の濃度変化が小さくなり、交互に配置された中空糸膜間でガス成分の移動割合が減少していることがわかった。以上より、人工肺のように血液容積と血流量範囲に制限を有することから低レイノルズ数領域となる円管群内の溶媒流れ場において、溶存ガスの移動効率を増すためには、ガス成分の拡散速度に比較して移流速度を小さくするために局所流速を遅くすることと、膜後流で拡散および反応が進行するスペースを確保するための流路細分化が効果的であると考えられた。ただし、流速の低下はデバイス内の血栓防止に不利に働き、流路細分化は血液側圧力損失低減に不利に働くため、これらの要因とのバランスを考慮して中空糸膜の配系構造を設計する必要がある。

血液流速上昇に伴い移流成分が増すことで、膜後流部分の濃度変化が減少しているのに比較して、中空糸膜近傍で濃度境界膜にほぼ減少が見られなかった。これについては、(2-5)式

にて血液側物質移動係数の計算に膜近傍の流速を組み込んだためであると考えられる。解析結果における膜近傍要素の流速最大値は、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ  $1.62 \times 10^{-3}$ ,  $4.92 \times 10^{-3}$ ,  $8.30 \times 10^{-3}$  m/s であった。これらと(2-4)式、(2-5)式および物性値(Table1)から、酸素の総括物質移動係数( $K_{O_2}$ )はそれぞれ  $4.95 \times 10^{-5}$ ,  $8.61 \times 10^{-5}$ ,  $1.12 \times 10^{-4}$  m/s、炭酸ガスの総括物質移動係数( $K_{CO_2}$ )はそれぞれ  $3.66 \times 10^{-5}$ ,  $6.28 \times 10^{-5}$ ,  $8.07 \times 10^{-5}$  m/s と血液流速上昇に伴い増加していた。

酸素に比較して血液層とガス層間の濃度較差が低く、膜の総括物質移動係数も少なかった炭酸ガスの濃度分布において、移流成分に対する拡散および膜消費成分による濃度境界膜が酸素分布と同様であった。これは二酸化炭素の血液に対する溶解度を酸素のそれに比較して約25倍に設定していることと、血液層内の反応速度の違いによるものと考えられた。

5. まとめ

人工肺用中空糸膜からなる千鳥配置構造の一部を模した微小流路モデルに対し、考案した膜移動成分と血液ガス間の化学反応成分を伴った流れと物質移動の数値解析手法を用いて、酸素・炭酸ガス移動の数値計算を行った。本研究にて、可視化の困難な中空糸膜間の微小流路における酸素および炭酸ガスの濃度分布が得られ、低レイノルズ数領域の血液層において物質移動している様子を視覚的に推察することが可能であった。

6. 参考文献

- 1) P.W.T. Dierickx, D.De Watcher, P.R. Verdonck: Blood flow around hollow fibers. *Artificial Organs*23(9): 610-617,2000
- 2) Mark J. Gartner, Carl R. Wilhelm, Kenneth L. Gage, M. Charlene Fabrizio, William R. Wagner: Modeling Flow Effects on Thrombotic Deposition in a Membrane Oxygenator. *Artificial Organs*24(1): 29-36, 2000
- 3) 加藤滋雄, 吉田文武: 新しい膜型人工肺について. *人工臓器* 3: 324-329,1974
- 4) David O. Cooney: 医工学. (株)アイ・ピー・シー: 29-38,1984
- 5) 小林清, 飯田嘉宏: 新版移動論. (株)朝倉書店: 211-213,1996
- 6) Katoh, S., Yoshida, F.: Rate of absorption of oxygen into blood under turbulent conditions. *Chem. Eng. J.* 3: 276-285, 1972
- 7) 舟久保昭夫, 福井康裕: 人工肺中空糸膜周囲の血液流れの検討. *人工臓器* 23(1): 228-233
- 8) 樫村隆司, 千葉浩, 竹澤真吾, 酒井清孝, 中西光, 井上政昭: 外部灌流型人工肺のガス交換能の評価. *人工臓器* 16(1): 670-673, 1987

人工肺内局所における酸素・炭酸ガス濃度分布の数値解析と  
実測によるガス移動量推定に関する研究

A Computational Analysis of Concentration Distributions of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> in a Segment of a Hollow fiber bundle in an Oxygenator and Estimations of Gas Transfer Rates by Calculations and Measurements

○片桐 伸将<sup>1</sup>, 舟久保 昭夫<sup>2</sup>, 巽 英介<sup>1</sup>, 築谷 朋典<sup>1</sup>,  
本間 章彦<sup>1</sup>, 水野 敏秀<sup>1</sup>, 武輪 能明<sup>1</sup>, 妙中 義之<sup>1</sup>, 福井 康裕<sup>2</sup>  
1. 国立循環器病センター研究所人工臓器部, 2. 東京電機大学理工学部電子情報工学科

○Nobumasa KATAGIRI<sup>1</sup>, Akio FUNAKUBO<sup>2</sup>, Eisuke TATSUMI<sup>1</sup>,  
Tomonori TSUKIYA<sup>1</sup>, Akihiko HOMMA<sup>1</sup>, Toshihide MIZUNO<sup>1</sup>, Yoshiaki TAKEWA<sup>1</sup>,  
Yoshiyuki TAENAKA<sup>1</sup> and Yasuhiro FUKUI<sup>2</sup>

1. Dept. of Artificial Organs National Cardiovascular Center Research Institute,  
2. Dept. of Electronic Computational Engineering Tokyo Denki University

1. はじめに

外部灌流方式の中空糸膜型人工肺は、外径数百μmの中空糸膜を介して膜内側のガス層と膜外側の血液層間のガス交換を行っている。現在の人工肺開発研究において、微細な中空糸束構造を含む血液流路内の流れに関する数値解析は、設計段階での性能推定に有用で、新しい人工肺の提案に寄与している。一方で、酸素・炭酸ガス成分の移動に関する数値解析は、微細で複雑な流路構造に加え、血中溶存酸素・炭酸ガスと血液との化学反応といった問題点があり、設計段階での濃度分布推定やガス交換性能推定が困難となっている。

本研究では、中空糸束の一部を対象に、血液ガス反応を反映した酸素および炭酸ガス濃度分布の数値解析値からガス移動量を算出し、解析モデルに相当する参照人工肺局所のガス移動量実測値と比較検討することを目的とした。

2. 方法

考案した数値解析手法は、物質移動と流れの計算に、膜移動成分および血液ガス反応成分を加え、血液層とガス層を同時に計算処理するものである。本研究では、血液中の炭酸ガス移動に対して影響が大きいと考えられる pH に関して、固定値 7.4 と実測より炭酸ガス分圧の二次関数として定義した可変値についても比較した。

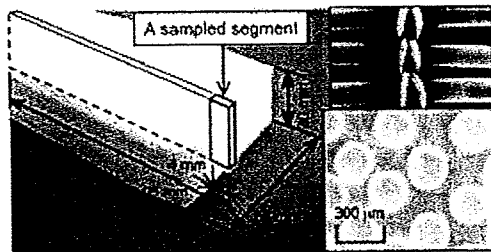


Fig.1 A sampled segment in a referred hollow fiber bundle for computational analysis

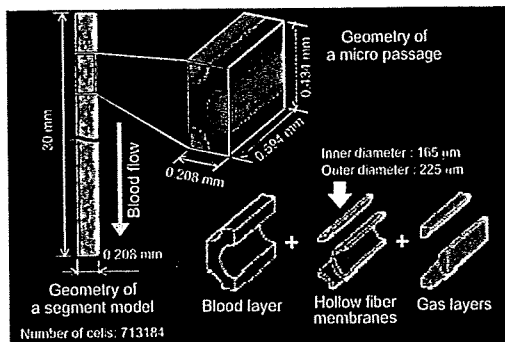


Fig.2 Geometry of a segment model(left)

参照した中空糸束は並列配糸した中空糸膜シートを重ね、30 mm(血流方向) x 95mm(ガス流方向) x 58mmの直方体状となっている。今回は、血液流入側から血流方向全長の 30 mm、ガス流入側からガス流方向一部の 4 mm を解析対象とした (Fig.1)。コンピュータ上に模擬したセグメントモデルは、千鳥配置された中空糸膜、血液層およびガス層から構成した (Fig.2)。流入流速条件は、参照人工肺の血流量(Q)とガス血液流量比(V/Q)から求めた。ガス移動量実測実験に際しては、牛血を用いて、参照人工肺の血液流出側ハウジングのガス流入端より 2 mm の位置に流出血の採血ポートを設け、測定した人工肺流入血と流出血のガス含量差から局所ガス移動量を算出した。濃度条件は、流入血を標準静脈血性状とし、流入ガスを 100%酸素とした。

3. 結果

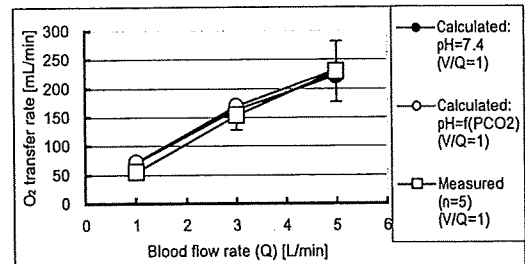


Fig.3 O<sub>2</sub> transfer rate at each blood flow rate

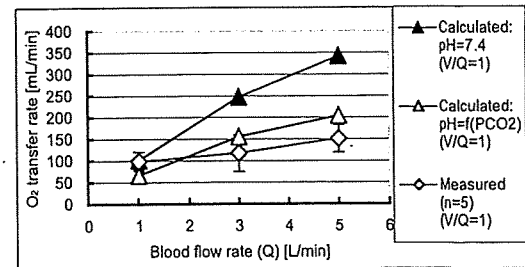


Fig.4 CO<sub>2</sub> transfer rate at each blood flow rate

Q=1, 3, 5 L/min, V/Q=1 の設定条件におけるガス移動量を Fig.3 と Fig.4 に示した。推定した酸素移動量の実測値に対する誤差は、pH 固定の解析と pH 可変の解析がほぼ同様に 30%以下を示した。推定した炭酸ガス移動量の実測値に対する誤差は、pH 固定の解析で最大 126%、pH 可変の解析で最大 35%と、可変 pH 導入による改善が認められた。

4. まとめ

本数値解析手法による中空糸束内ガス濃度分布より、ガス移動量推定の可能性が示された。

## Development of a compact wearable pneumatic drive unit for a ventricular assist device

\*<sup>1</sup>国立循環器病センター研究所先進医工学センター研究所, \*<sup>2</sup>東京女子医科大学心臓血管外科,  
\*<sup>3</sup>株式会社メドウィル, \*<sup>4</sup>株式会社イワキ

本間 章彦\*<sup>1</sup>, 妙中 義之\*<sup>1</sup>, 巽 英介\*<sup>1</sup>, 赤川 英毅\*<sup>1</sup>, 李 桓成\*<sup>1</sup>, 西中 知博\*<sup>2</sup>,  
武輪 能明\*<sup>1</sup>, 水野 敏秀\*<sup>1</sup>, 築谷 朋典\*<sup>1</sup>, 角田 幸秀\*<sup>1</sup>, 片桐 伸将\*<sup>1</sup>,  
下崎 勇生\*<sup>3</sup>, 浜田 茂\*<sup>4</sup>, 向林 宏\*<sup>4</sup>, 岩岡 亙\*<sup>4</sup>

Akihiko HOMMA, Yoshiyuki TAENAKA, Eisuke TATSUMI, Eiki AKAGAWA, Hwansung LEE,  
Tomohiro NISHINAKA, Yoshiaki TAKEWA, Toshihide MIZUNO, Tomonori TSUKIYA, Yukihide KAKUTA,  
Nobumasa KATAGIRI, Isao SHIMOSAKI, Shigeru HAMADA, Hiroshi MUKAIBAYASHI, Wataru IWAOKA



### 1. はじめに

現在, 国内で最も多く使用されている空気駆動型VAD(補助人工心臓)用駆動装置は, 蓄圧タンクに蓄えた陽・陰圧を電磁弁の開閉により供給することでダイヤフラム型血液ポンプを駆動しているため, 大型, 高重量, 高消費電力である。VAD装着患者のQOLを著しく低下させてしまうこれらの問題は, 早急に解決すべき課題の一つである。現在, 国内外で開発されている最も小型の空気駆動型VAD用駆動装置でも10 kg前後の重量があり, キャリーバッグのような使用形態を強いられている。そこで, 患者が外出なども含めた日常生活を支障なく送るためには, 衣服のように装着できる大きさや重量で, 電池による長時間駆動が可能な, 患者の行動を制限することのない駆動装置が求められている。

### 2. 目的

本研究では, 現在, 国内の臨床で最も多く使用されている東洋紡社製ダイヤフラム型血液ポンプを駆動するための, 空気駆動型VAD用超小型装着式駆動装置の開発を目的

本Awardの対象論文はJ Artif Organ誌に掲載されています。  
Homma A, Taenaka Y, Tatsumi E, et al. J Artif Organs 11:  
182-90, 2008

### ■ 著者連絡先

国立循環器病センター研究所先進医工学センター人工臓器部  
(〒565-8565 大阪府吹田市藤白台5-7-1)  
E-mail: honma@ri.ncvc.go.jp

とする。現行駆動装置と同等の拍出性能(後負荷120 mmHg, 拍動数100 bpmで7 l/min以上)を備え, 肩から掲げられる小型ショルダーバッグ程度の大きさで, 装着しても負担にならない重量として3~4 kg以下, 電池により2時間以上連続駆動できる低消費電力の小型駆動装置の開発を目標とする。

### 3. 方法

小型, 軽量, 低消費電力を実現するために, 蓄圧タンクを使用しないシリンダーピストンによる空気圧発生機構の試作を行った。本空気圧発生機構は, ブラシレスDCモータ, 非円形歯車, クランクシャフト, シリンダーピストン, 陽・陰圧制限弁からなる非常に単純な機構で構成されている(図1)。空気圧はシリンダーピストンの往復運動により発生し, 陽・陰圧発生過程の時間比(SD比)はモータとクランクシャフトの回転軸に相対して取り付けられた2枚の非円形歯車により生成する。このためSD比は非円形歯車により設定した固定値となる。また, 駆動陽・陰圧値はバネとダイヤフラムを利用した機械的機構からなる陽・陰圧制限弁により制限し, 過度な陽・陰圧の回避と空気の補給を行う。本空気圧発生機構の寸法は20×8.5×20 cm, 重量は約1.8 kg, シリンダーピストン容積は90 mlである。

東洋紡社製血液ポンプ(一回拍出量約70 ml)を, 2 mのエアーホースを介して本空気圧発生機構に接続し, オーバーフロー型模擬循環回路を用いて拍出流量特性を計測した。前負荷を10 mmHg, 後負荷を80, 100, 120 mmHgに設定し, 送・脱血管の長さはそれぞれ30, 20 cm, 内径は14 mm, 循環流体には水道水を使用した。血液ポンプは完



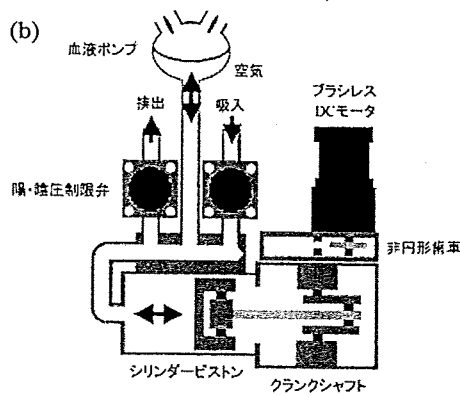
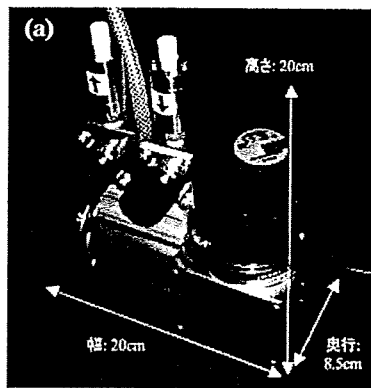


図1 空気圧発生機構  
(a) 外観, (b) 機構

全充満・完全駆出になるように駆動調整を行い、SD比は44%固定とした。

次に、2頭の仔牛（ホルスタイン、62 kg、74 kg）を用いた慢性動物実験による性能評価を行った。東洋紡社製血液ポンプを用いて左心室脱血大動脈送血の動物モデルを作製した。血液ポンプは左体側面に固定し、送・脱血管の長さはそれぞれ40、50 cm、内径は14 mmとした。エアーホースは2 mとし、SD比は45および53%とした。術後、東洋紡社製駆動装置VCT30にて駆動を行い、安定期において本空気圧発生機構と交換し、その後、連続駆動を行った。

さらに、市販の3種類のリチウムイオン電池A（重量250 g、寸法140×60×23 mm、放電容量30 Wh）、B（重量720 g、寸法280×75×23 mm、放電容量89 Wh）、C（重量2,800 g、寸法80×260×140 mm、放電容量213 Wh）を用いて、本空気圧発生機構の駆動可能時間を模擬循環回路および慢性動物実験により評価した。オーバーフロー型模擬循環回路において、前負荷10 mmHg、後負荷100 mmHgとし、拍出流量を4 l/minに設定して評価した。また、左心室脱血大動脈送血の動物モデルを作製し、補助流量が4 l/minになるように拍動数と駆動状態を調節し、電池供給電圧の低下が起こるまでの駆動時間を計測した。いずれも東洋紡社製血液ポンプを使用し、エアーホース長は2 mとした。

#### 4. 結果

模擬循環回路を用いて拍出流量特性を計測したところ、いずれの後負荷においても拍動数100 bpmで7 l/min以上の拍出流量が得られた。また平均消費電力は拍動数と後負荷により変化し、8.6～17.7 Wであった。

仔牛を用いた慢性動物実験による性能評価を行ったところ、30および39日間の連続駆動が可能であった。1頭目は30日間で予定犠死、2頭目は補助流量の低下を認めため39日間で犠死とした。流量低下の原因は脱血管の血栓形成であり、脱血管皮膚貫通部に感染が見られた。2頭目39

日間のケースでは、拍動数は55～70 bpm、平均大動脈圧は $88 \pm 13$  mmHg、平均バイパス流量は $5.0 \pm 0.5$  l/minで維持され、平均消費電力は $16 \pm 2$  Wであった。いずれのケースにおいても犠死まで動物の状態は良好に保たれ、血液ポンプ内に血栓は認められず、腎機能や肝機能も特に影響を認めなかった。空気圧発生機構の動作トラブルも特に認められず、実験期間中、安定した駆動が可能であった。

市販のリチウムイオン電池を用いて駆動可能時間の評価を行ったところ、模擬循環回路では、電池Aで96分間、Bで4時間57分、Cで14時間の連続駆動が可能であり、平均消費電力はそれぞれ17 W前後であった。また慢性動物実験では、電池Aで85分間、Bで4時間46分、Cで13時間14分の連続駆動が可能であり、平均消費電力はそれぞれ18 W前後、平均左心室圧38～52 mmHg、平均大動脈圧90 mmHg前後であった。

#### 5. まとめ

シリンダーピストンによる空気圧発生機構の試作と評価を行った。試作した基本駆動ユニットの重量は約1.8 kgとなり、模擬循環回路による試験では、後負荷120 mmHg、拍動数100 bpmで拍出流量7 l/min以上を示した。また慢性動物実験において、30および39日間の良好な循環動態の維持、安定した駆動が可能であった。また電池2個（合計重量500 g）を使用すれば2時間30分程度の連続駆動が、長時間の移動時には大容量電池（重量2,800 g）を用いて約13時間程度の連続駆動が可能と考えられた。本空気圧発生機構は空気駆動型VAD用の超小型装着式駆動装置として十分な性能を備えていると考えられる。

本空気圧発生機構の従来にない小型、軽量、低消費電力といった特長が、術後安定期における現行駆動装置を補完する形で、患者の行動範囲の拡大、社会復帰、Destination Therapyへ貢献することが期待される。

## 空気駆動型補助人工心臓用小型駆動装置

本間 章彦<sup>\*</sup>、住倉 博仁、大沼 健太郎、妙中 義之  
巽 英介、赤川 英毅、李 桓成、武輪 能明  
水野 敏秀、築谷 朋典、片桐 伸将、角田 幸秀  
(国立循環器病センター)

下崎 勇生  
(株式会社メドウィル)

向林 宏、片野 一夫  
(株式会社イワキ)

2009年10月20日

## 空気駆動型補助人工心臓用小型駆動装置

本間 章彦\*, 住倉 博仁, 大沼 健太郎, 妙中 義之, 巽 英介,  
赤川 英毅, 李 桓成, 武輪 能明, 水野 敏秀, 築谷 朋典,  
片桐 伸将, 角田 幸秀 (国立循環器病センター)  
下崎 勇生 (株式会社メドウィル)  
向林 宏, 片野 一夫 (株式会社イワキ)

A compact wearable pneumatic drive unit for ventricular assist device  
Akihiko Homma\*, Hirohito Sumikura, Kentaro Ohmuma, Yoshiyuki Taenaka, Eisuke Tatsumi,  
Eiki Akagawa, Hwansung Lee, Yoshiaki Takewa, Toshihide Mizuno, Tomonori Tsukiya,  
Nobumasa Katagiri, Yukihide Kakuta, (National Cardiovascular Center Research Institute)  
Isao Shimosaki, (Medwill Technology, Inc.)  
Hiroshi Mukaibayashi, Kazuo Katano, (IWAKI Co.)

A compact wearable pneumatic drive unit of 1.8kg for ventricular assist device was developed. The performance of the drive unit was confirmed. The pump output of more than 7 L/min using TOYOBO blood pump was achieved. A lithium-ion battery of 392g can power the drive unit for approximately 170 minutes.

キーワード：補助人工心臓, 駆動装置, ウェアラブル, 非円形歯車, 血液ポンプ, リチウムイオン電池  
(Ventricular assist device, Drive unit, Wearable, Noncircular gear, Blood pump, Lithium-ion battery)

### 1. はじめに

移植臓器は各国で自給自足するべきであるという世界情勢により海外渡航移植への道が閉ざされつつある。一方で国内での移植も圧倒的なドナー不足により期待できる状況にはない。心臓移植においても、移植心の不足は深刻であり、補助人工心臓 (Ventricular Assist Device; VAD) の適用数の増加と現在でも数年に渡る適用期間の長期化は今後ますます加速的に進むと考えられる。また、移植適用外患者を救命する次世代の医療手段として VAD の恒久的使用 (Destination Therapy; DT) についても臨床研究が進んでおり、VAD 装着患者の在宅、社会復帰がこの数年で常態化してくると予想される。

VAD の長期使用、病院外使用において、現有する VAD の抱える様々な問題点の解決が望まれているが<sup>(1)</sup>、なかでも VAD 装着患者の日常生活の自由度を大きく制限してしまう大型で重く、消費電力の大きい外部駆動装置は早急に解決すべき問題の一つである。現在国内で最も多く使用されている空気駆動式補助人工心臓の外部駆動装置は、コンソールタイプであり、大きさは小型冷蔵庫大、重量は約 85kg、消費電力も約 380VA となっている<sup>(2)~(6)</sup>。通常の使用では施

設の陽圧、陰圧、AC 電源を必要とするため、病院内での据え置き使用が前提となっている。装置自体で空圧を発生するための空圧ポンプとバッテリーが内蔵されているが、これらはバックアップ用であり、交換の出来ない組み込み内臓バッテリーによる駆動時間は約 1 時間となっている。

これらの問題点を解決し、院内での自由な移動や移植時の搬送を容易にするポータブルタイプの駆動装置 (Mobart-NCVC) の開発も当施設において行なわれた<sup>(7)~(9)</sup>。空気圧発生機構には電気油圧ポンプと油圧/空圧変換機構を用いて装置自体での常時空圧発生を実現した。小型 (35×30×45cm)、軽量 (約 14kg)、低消費電力 (100VA) を実現し、交換可能なバッテリー 2 個 (1600g) で約 2 時間の駆動が可能となっている。

現在までに様々な空気駆動型人工心臓用駆動装置が開発されているが、軽いものでも 10kg 前後の重量を有し、ポータブルタイプとなっている<sup>(9)~(20)</sup>。VAD の在宅や院外での長期使用を考えた場合、患者の行動を制限することがない大きさと重量による優れた携帯性、装着性を有し、電池で長時間連続使用できる外部駆動装置の開発が求められている。

そこで本研究では、現在国内の臨床で最も多く使用され

ている東洋紡社製ダイヤフラム型血液ポンプを駆動できる空気駆動型補助人工心臓用小型装着式駆動装置の開発を目的とする。シリンダーピストンを用いた空気圧発生機構の開発を行い、模擬循環回路による基本性能評価、電池駆動に関する評価を行ったので報告する。

## 2. 駆動装置の概要

〈2・1〉 駆動装置の構成 駆動装置は空気圧発生機構、SD 比発生機構、空気圧調整機構、ブラシレス DC モータとモータドライバ、電源供給ユニットから構成される。駆動装置のメカニズムの概略を図 1 に、基本駆動ユニットおよびプロトタイプ駆動装置の外観を図 2 (a)、(b) に示す。基本駆動ユニットの寸法は 20×8.5×20cm、重量は約 1.8kg、試作駆動装置の寸法は 13×35×26cm、重量は約 4.5kg（電池を含まない）となった（表 1）。

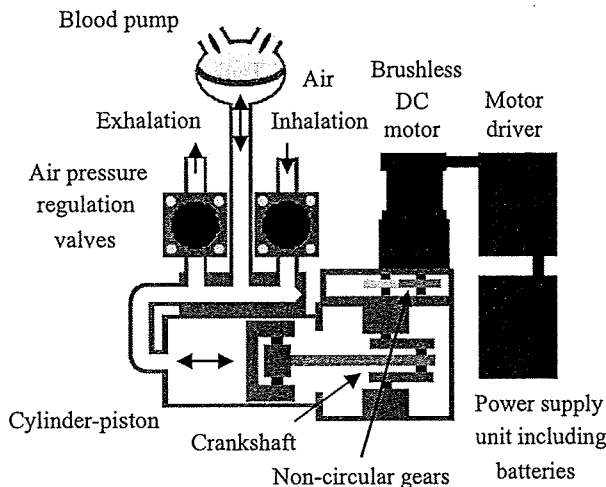
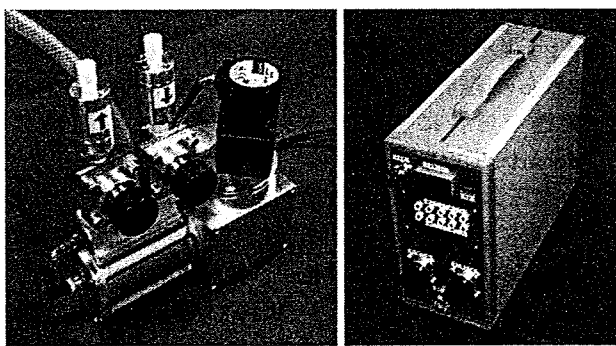


図 1 駆動装置メカニズムの概略  
Fig. 1. Mechanism of the drive unit



(a) The core unit (b) The prototype drive unit

図 2 駆動装置の概観  
Fig. 2. Photograph of the drive unit

〈2・2〉 空気圧発生機構 ダイヤフラム型血液ポンプを駆動するための空気圧はシリンダーピストンの往復運動により生成している。シリンダーピストンの摺動部分にはフッ素樹脂のシール材を使用し、潤滑剤は使用していない。

表 1 駆動装置のサイズと重量

Table 1. The size and weight of the core and drive unit

	The core unit	Prototype drive unit
Size	200 x 85 x 200 mm	130 x 350 x 260 mm
Weight	1.8 kg	4.5 kg (without battery)

シリンダーピストンの直径は 60mm で容積は 90mL である。シリンダーピストンと血液ポンプを接続するエアースペースは内径 6mm、長さ 2m の耐圧チューブを想定している。

〈2・3〉 SD 比発生機構 シリンダーピストンの往復運動はブラシレス DC モータの回転駆動力がクランクシャフトを介して直線運動に変換されることによって生み出されている。本駆動装置では、モータの回転軸とクランクシャフト回転軸にそれぞれ相対して取り付けられた 2 枚の非円形歯車により、モータの等速回転運動が不等速回転運動となり、血液ポンプを駆動する陽圧過程と陰圧過程の時間比（SD 比）を実現している。速度変化はあらかじめ設計された 2 枚の非円形歯車形状によって決まるため、SD 比はあらかじめ設定した固定値となっている。

〈2・4〉 空気圧調整機構 駆動空気圧はバネとダイヤフラムを使用し機械的に構成された陽・陰圧制御弁により調整される。シリンダー内が設定陰圧以下になると陰圧制御弁が作動し空気を取りこみ、陽圧制御弁はシリンダー内が設定陽圧以上になると弁が作動し空気を放出する。陽・陰圧弁が駆動圧の上下リミッターとして働くことで過度な駆動圧が血液ポンプへ加わることを回避している。

〈2・5〉 電源供給ユニット 電源供給ユニットの構成は以下の通りである。外部電源の交流は AC アダプタにより直流に変換され、充電回路、制御回路、電源選択回路へ供給される。充電回路には 2 個のリチウムイオン電池パックが接続されている。また電源選択回路には AC アダプタの出力と 2 個の電池パック 1、2 が接続されている。電源選択回路で選択された電源出力は出力回路において空気圧発生機構側の入力電圧 24V に昇圧後、供給される。制御回路は電池の充電放電制御を行うとともに、空気圧発生機構へ供給される電源選択を行う。電源の切り替えは、(1) AC アダプタ、(2) 低位電圧側電池パック、(3) 高位電位側電池パックの順位で出力への電力供給源の選択を行うようにプログラムされている。

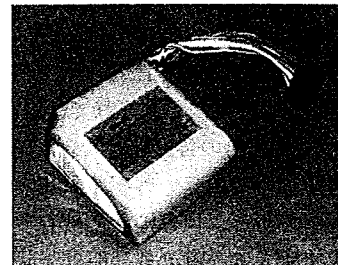


図 3 電池パックの概観  
Fig. 3. Photograph of the battery pack

使用しているリチウムイオン電池パックの概観を図3に、仕様を表2に示す。電池パックは8個のセルからなり4直列2並列の構成となっている。1セルの電圧はDC3.7Vであり4直列とすることでDC14.8Vを作りだしている。また1セルの容量は2200mAhであり2並列とすることで4400mAhを実現している。電池パック1個あたりの寸法は8.5×7×4cmであり、実測重量は392gである。また電池パックはパッケージ内に過充電保護機能、過放電保護機能、過電流保護機能を有する制御回路を内蔵している。

表2 電池の仕様  
Table 2. Specifications of the battery pack

Item	Specification
Type	Lithium-ion rechargeable battery
Cell configuration	4S2P
Output voltage	DC14.8V
Discharged capacity	4400mAh
Size	85 x 70 x 40mm
Weight	392g

### 3. 方法

〈3・1〉模擬循環回路による性能評価実験 オーバーフロー型模擬循環回路を用いて駆動装置の拍出流量性能評価を行った。2mのエアーホースを介して東洋紡社製血液ポンプ（一回拍出量約70mL）を本駆動装置に接続した。血液ポンプ流入側の前負荷は10mmHg、流出側の後負荷はそれぞれ80、100、120mmHgに設定した。インレット、アウトレットチューブの内径は14mmで、長さはそれぞれ20cm、30cmとした。循環流体には水道水を使用し、アウトレットチューブに取り付けた超音波流量計（T106, Transonic Systems Inc., New York, USA）により拍出流量を測定した。拍動数は10bpm間隔で60から100bpmまで変化させ、血液ポンプの駆動状態は完全充満完全駆出になるように調整した。SD比は44%固定とした。

〈3・2〉模擬循環回路負荷における電池パック放電特性の測定 構築した電源供給システムにより実際に空気圧発生機構を動作させたときの電池パックの放電特性の測定を行った。満充電したリチウムイオン2次電池パックを本システムに2個接続し、負荷として空気圧発生機構を出力回路に接続し電池パック1、電池パック2の順番で連続して放電を行った。電池パックには端子電圧が充電電圧16.8Vに達して充電電流が200mA以下に減少し、満充電と判断されたものを使用した。電池パック1から電池パック2への切り替えは、電池パック1の電圧が放電により設定電圧12.8Vまで降下した段階で自動的に行うものとした。放電終了の判断は切り替え後の電池パック2の電圧が12.8V以下となったときとした。放電特性として、放電過程の各電池パックの端子電圧と出力電流の測定を行った。負荷となる空気圧発生機構には東洋紡績社製血液ポンプを接続し、オーバーフロー型模擬循環回路を用いて実際の使用状態を模擬し

た。模擬循環回路の作動流体には水道水を使用し、前負荷10mmHg、後負荷100mmHgに設定し、拍出流量が4L/min程度になるように血液ポンプ、拍動数の調節を行った。血液ポンプの一回拍出量は約70mL、空気圧発生機構のシリンダー径は60mm、容積は90mL、吐出/吸引時間比は44%、血液ポンプと空気圧発生機構を接続するエアーホース長は2mとした。

〈3・3〉無負荷および模擬循環回路負荷における電池パック充電特性の測定 構築した電源供給システムを用いて電池パックの充電特性の測定を行った。出力電圧が12.8V以下になり放電済みと判断したリチウムイオン電池パック2個を本システムに接続し同時充電を行った。AC電源により本システムへ電力を供給し、無負荷で充電した場合、および実際に負荷として空気圧発生機構を動作させながら充電した場合について測定を行った。ここで充電回路電圧は16.8V、充電回路電流は2.0Aとなっている。満充電の判断は電池パックの端子電圧が充電電圧16.8Vに達し、充電電流が200mA以下に減少したときとした。充電特性として、充電過程の各電池パックの端子電圧と入力電流の測定を行った。負荷となる空気圧発生機構と駆動条件は放電特性測定時と同じとした。

### 4. 結果

〈4・1〉模擬循環回路による性能評価実験結果 模擬循環回路試験により得られた拍出流量特性を図4に示す。ここで拍動数は実測値である。拍動数の増加に伴いほぼ線形的な拍出流量の増加が認められた。いずれの後負荷においても拍動数100bpmで7L/min以上の拍出量が得られた。また平均消費電力は拍動数と後負荷により変化し8.6~17.7Wであった。

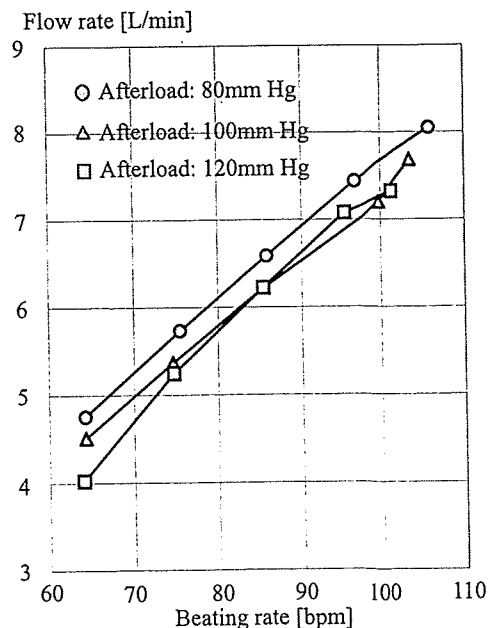


図4 拍出流量特性

Fig. 4. Flow rate of the drive unit

〈4.2〉 模擬循環回路負荷における電池パック放電特性の測定結果 模擬循環回路負荷における電池パック放電特性を図5に示す。ここでデータ計測のサンプリング間隔は5秒ごとである。最初に電池パック1の放電が開始し、電池パック端子電圧が設定電圧12.8Vまで低下した後、電池パック2の放電に自動的に切り替わった。電池パック2の放電の終了は同じく設定電圧12.8Vまで電圧が低下したときで判断した。電池パック1の充電電流は空気圧発生機構の動作により約0.7Aから3A程度の間で変動している様子が確認された。また電流の積算により算出している電池パック残量は放電開始時を100%とし放電時間に比例して減少し、設定電圧12.8Vにおいて約4%程度の残量となった。電池パック1、電池パック2それぞれの放電時間は2時間51分、2時間48分であり、連続使用で5時間39分の放電が可能であった。放電過程における空気圧発生機構の平均消費電力は16.9W、模擬循環回路における平均拍出流量は4.5L/minであり、放電過程において特に大きな変化も無く安定した拍出流量が維持された。また電池パック1から電池パック2への切り替え前後において拍出流量波形、駆動圧波形、消費電力波形、電圧波形、電流波形に乱れ等の異常は確認されなかった。

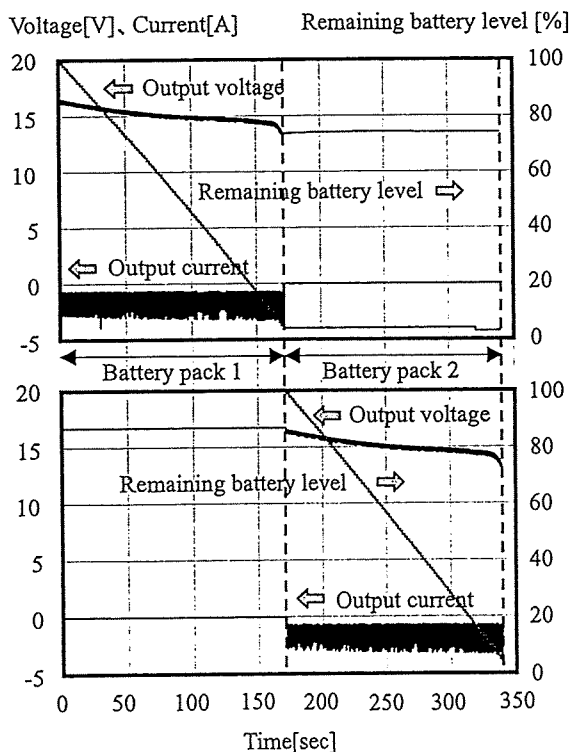


図5 放電特性

Fig. 5. Discharge characteristic

〈4.3〉 無負荷および模擬循環回路負荷における電池パック充電特性の測定結果 無負荷および模擬循環回路負荷における電池パック充電特性を図6、図7にそれぞれ示す。

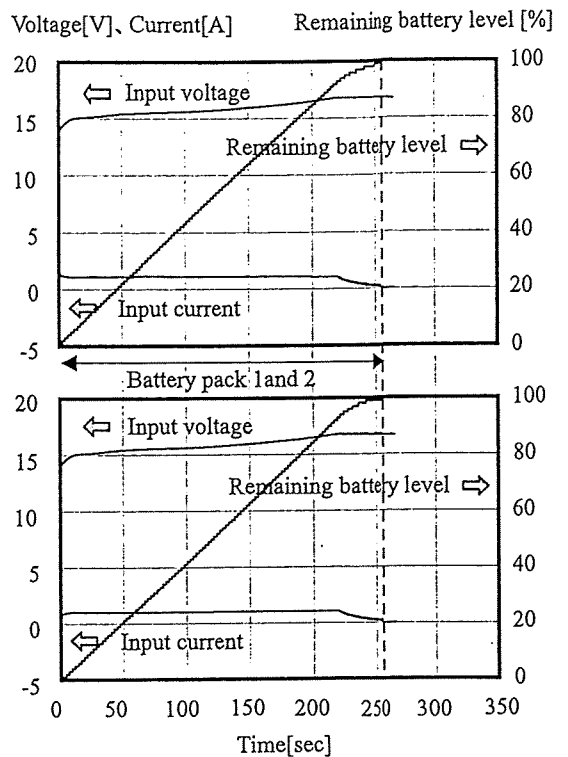


図6 充電特性（無負荷）

Fig. 6. Charge characteristic (no-load)

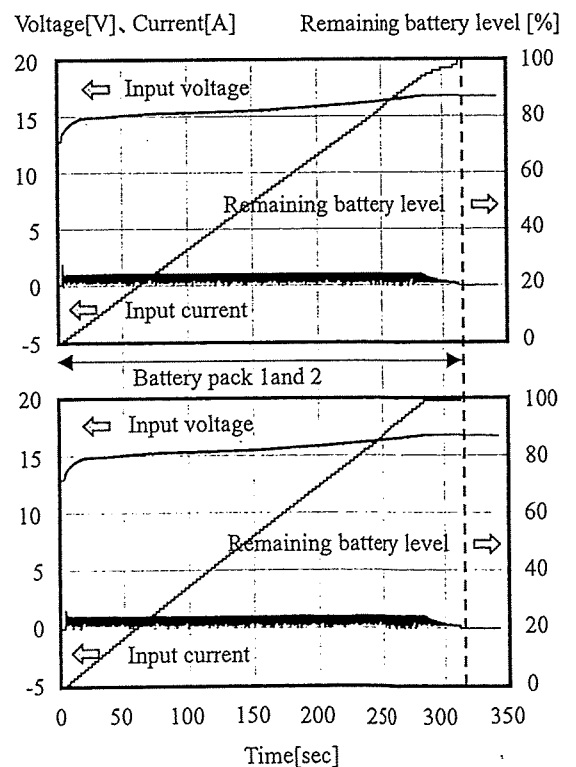


図7 充電特性（負荷）

Fig. 7. Charge characteristic (load)

データ計測のサンプリング間隔は 5 秒ごとになっている。無負荷時、模擬循環回路負荷時いずれも場合においても、電池パック端子電圧は 16.8V まで徐々に上昇し、充電電流は最大約 1A 程度で推移した。充電電流が 200mA 以下に減少した段階で、電流値の積算により算出している電池パック残量も 100%に到達した。模擬循環回路負荷における平均拍出流量は 4.3L/min、平均消費電力は 16.8W であった。両方の電池パックが満充電に達するまでの時間は無負荷時において 4 時間 17 分であり、模擬循環回路負荷時では 5 時間 13 分であった。

## 5. 考察

〈5・1〉 模擬循環回路による性能評価実験結果について シリンダーピストンを用いた空気圧発生機構の開発を行い、模擬循環回路による性能評価試験を行った。本駆動装置は模擬循環回路試験において現行駆動装置と同等の拍出流量性能を示しながらも、基本駆動ユニットの重量は約 1.8kg、試作駆動装置の重量は約 4.5kg と大幅な小型軽量化を実現した。試作駆動装置については、今後、電池や周辺回路を統合した上で小型軽量化対策を進めていく予定である。

〈5・2〉 模擬循環回路負荷における電池パック放電特性の測定結果について 構築した電源供給ユニットより空気圧発生機構を動作させ 2 個の電池パックを連続使用することで、模擬循環回路において 5 時間 39 分の駆動が可能であった。電池パック一個あたりでは 2 時間 40~50 分間の放電が可能であった。本システムでは電池パックを 2 個接続できるため、放電した側の電池パックを予備の電池と順次交換していくことで、より長時間の連続駆動へ対応が可能と考えられる。患者の行動半径を考えた場合はより長時間駆動できる大きな電池パックが必要であるが、行動の自由度を考えるとより軽量である必要もあり、駆動時間と重量のバランスが重要である。この点については患者や医療従事者の意見に基づいて今後仕様を決定していく必要があると思われる。

〈5・3〉 無負荷および模擬循環回路負荷における電池パック充電特性の測定結果について 2 個の電池パックが満充電に達するまでの時間は無負荷時において 4 時間 17 分であり、模擬循環回路負荷時では 5 時間 13 分であった。駆動装置本体を用いた充電時間は AC アダプタの性能に依存するため、AC アダプタの性能を上げることで充電時間を短縮することも可能である。性能向上による AC アダプタの大型化は駆動装置の携帯性を犠牲にするため、充電時間が長くとも、AC 電源が確保できる環境では本体に充電機能を持たせ、少しでも追加充電できるほうが患者の利便性が高いと判断し、現在の構成とした。通常は予備電池パックを携帯し、放電済み電池パックと順次交換していく使い方を想定しており、電池パックの充電は別に用意した外部急速充電器等を用いて行うことになると考えられる。今後の外

部急速充電器の開発も予定している。

## 6. 結論

シリンダーピストンによる空気圧発生機構を用いた空気駆動型補助人工心臓用超小型装着式駆動装置の開発を行った。試作した基本駆動ユニットの重量は約 1.8kg、試作駆動装置の重量は約 4.5kg となり、模擬循環回路による試験で後負荷 120mmHg、拍動数 100bpm 時に拍出流量 7L/min 以上を示した。また模擬循環回路実験において、電池パック 2 個、合計重量 784g で約 5 時間 30 分の連続駆動が可能であった。試作した基本駆動ユニットは空気駆動型補助人工心臓用の小型装着式駆動装置として十分な性能を備えていると考えられる。

## 文 献

- (1) Takatani S, Matsuda H, Hanatani A, Nojiri C, Yamazaki K, Motomura T, et al. : "Mechanical circulatory support devices (MCS) in Japan: Current status and future directions", *J Artif Organs.*, Vol.8, No.1, pp13-27 (2005)
- (2) Tayama E, Akasui K, Kashiki H, Nishimi M, Hayashida N, Fukunaga S, et al. : "Long-distance transportation of patients with a paracorporeal left ventricular assist system", *J Artif Organs.*, Vol.4, No.3, pp237-240 (2001)
- (3) Takano H, Nakatani T. : "Ventricular assist systems: experience in Japan with Toyobo pump and Zeon pump", *Ann Thorac Surg.*, Jan, Vol.61, No.1, pp317-322 (1996)
- (4) Masai T, Shimazaki Y, Kadoba K, Miyamoto Y, Sawa Y, Yagura A, et al. : "Clinical experience with long-term use of the Toyobo left ventricular assist system", *ASAIO J.*, Jul-Sep, Vol.41, No.3, M522-525 (1995)
- (5) Takano H, Taenaka Y, Noda H, Kinoshita M, Yagura A, Tatsumi E, et al. : "Multi-institutional studies of the National Cardiovascular Center Ventricular Assist System use in 92 patients", *ASAIO Trans.*, Jul-Sep, Vol.35, No.3, pp541-544 (1989)
- (6) Takano H, Taenaka Y, Nakatani T, Akutsu T, Hisao M. : "Successful treatment of profound left ventricular failure by automatic left ventricular assist system", *World J Surgery.*, Vol.9, No.1, pp78-88 (1985)
- (7) Homma A, Wakui H, Mushika S, Tatsumi E, Nishinaka T, Ohnishi H, et al. : "Current status of development of an ultra-compact and low-noise portable driver for pneumatic ventricular assist device", *ASAIO Journal.*, Vol.49, No.2, p154 (2003)
- (8) Nishinaka T, Tatsumi E, Taenaka Y, Ohnishi Y, Shioya K, Fukuda T, et al. : "Development of an ultra-compact and low-noise portable driver for pneumatic ventricular assist devices", *ASAIO J.*, Vol.47, No.2, p117 (2001)
- (9) Kabei N, Shimemura E, Sakurai Y, Tsuchiya K. : "A portable pneumatic driving unit for a left ventricular assist device", *Int J Artif Organs.*, May, Vol.11, No.3, pp186-190 (1988)
- (10) Takahama T, Kanai F, Onishi K, Hiraishi M, Yamazaki Z, Naruse Y, et al. : "A servomastic pneumatic driver system for left ventricular assist devices", *ASAIO Trans.*, Jul-Sep, Vol.37, No.3, M204-206 (1991)
- (11) Matsuura Y, Fukunaga S, Sueda T. : "Past, present, and future of total artificial heart development at research institute of replacement medicine, Hiroshima University School of Medicine", *Artif Organs.*, Oct, Vol.20, No.10, pp1073-1092 (1996)
- (12) Tamez D, Myers TJ, Inman RW, Miller KA, Frazier OH. : "Clinical evaluation of the HeartPak. A new pneumatic portable driver for use with the HeartMate Implantable Pneumatic Left Ventricular Assist System", *ASAIO J.*, Sep-Oct, Vol.43, No.5,

M797-801 (1997)

- (13) Sobieski MA, George TA, Slaughter MS : "The Thoratec mobile computer: Initial in-hospital and outpatient experience", ASAIO J., Jul-Aug, Vol.50, No.4, pp373-375 (2004)
- (14) Farrar DJ, Buck KE, Coulter JH, Kupa EJ : "Portable pneumatic biventricular driver for the Thoratec ventricular assist device", ASAIO J., Sep-Oct, Vol.43, No.5, M631-634 (1997)
- (15) Qian KX : "A linear motor and compact cylinder-piston driver for left ventricular bypass", J Biomed Eng., Jan, Vol.12, No.1, pp36-38 (1990)
- (16) Hete BF, Savage M, Batur C, Smith WA, Golding LA, Nose Y : "High-pressure portable pneumatic drive unit", Artif Organs., Dec, Vol.13, No.6, pp539-544 (1989)
- (17) Whalen RL, Briskman RN : "An electromagnetic pneumatic blood pump driver", ASAIO Trans., Jul-Sep, Vol.34, No.3, pp721-725 (1988)
- (18) Frank J, Affeld K, Bear P, Hennig E, Kuhlmann F, Mohnhaupt A, Lemm W, et al. : "Nine years of experience with a piston-type pneumatic TAH-Driver reliability and consequences", Life Support Syst., Vol.1, Suppl.1, pp32-36 (1983)
- (19) Heimes HP, Klasen F : "Completely integrated wearable TAH-drive unit", Int J Artif Organs., May, Vol.5, No.3, pp157-159 (1982)
- (20) Sipin AJ, Fabrey WJ, Smith SH, Doussourd JD, Olsen DB : "Wearable air supply for pneumatic artificial hearts and ventricular assist devices", Artif Organs., Aug, Vol.16, No.4, pp431-438 (1992)



## 空気圧駆動式人工心臓用駆動装置のための電源システムの開発

## Development of an electronic power supply system for a pneumatic-VAD drive unit

○本間章彦<sup>1</sup>, 妙中義之<sup>1</sup>, 巽英介<sup>1</sup>, 住倉博仁<sup>1</sup>, 大沼健太郎<sup>1</sup>, 赤川英毅<sup>1</sup>, 李桓成<sup>1</sup>, 武輪能明<sup>1</sup>,  
水野敏秀<sup>1</sup>, 築谷朋典<sup>1</sup>, 片桐伸将<sup>1</sup>, 角田幸秀<sup>1</sup>, 下崎勇生<sup>2</sup>, 向林宏<sup>3</sup>, 片野一夫<sup>3</sup>

1. 国立循環器病センター研究所, 2. 株式会社メドウィル, 3. 株式会社イワキ

○Akihiko Homma<sup>1</sup>, Yoshiyuki Taenaka<sup>1</sup>, Eisuke Tatsumi<sup>1</sup>, Hirohito Sumikura<sup>1</sup>, Kentaro Ohmuma<sup>1</sup>, Eiki Akagawa<sup>1</sup>,  
Hwansung Lee<sup>1</sup>, Yoshiaki Takewa<sup>1</sup>, Toshihide Mizuno<sup>1</sup>, Tomonori Tsukiya<sup>1</sup>, Nobumasa Katagiri<sup>1</sup>, Yukihide Kakuta<sup>1</sup>,  
Isao Shimosaki<sup>2</sup>, Hiroshi Mukaibayashi<sup>3</sup>, Kazuo Katano<sup>3</sup>

1. National Cardiovascular Center, 2. Medwill Technology, Inc., 3. IWAKI Co., Ltd.

## 1. はじめに

現行の空気圧駆動式補助人工心臓用体外駆動装置は大型、高重量、高消費電力で患者の QOL を著しく低下させている。当施設ではその原因である蓄圧ポンプを使用しない小型・軽量・低消費電力で装着式を目指した空気圧駆動式補助人工心臓用小型装着式駆動装置の開発を行なっている。

また本技術を転用し、血液ポンプのみを体内へ埋め込み、患者の高 QOL を実現する小型装着式駆動装置を体外に設置する空気圧駆動式ウェアラブル全置換型人工心臓システムの開発も行なっている。今回、これら駆動装置のための電源供給システムを構築し評価を行ったので報告する。

## 2. 方法

## 2.1 駆動装置の概要

駆動装置はブラシレス DC モータ、非円形ギア、クランクシャフト、シリンダーピストン、空気圧制限弁から構成される。シリンダーピストンの往復運動により血液ポンプを駆動する空気圧を発生させ、吐出/吸引時間比(SD 比)を非円形ギアにより作成し、駆動陽・陰圧値は空気圧制御弁により制限している。

## 2.2 電源システムの概要

電源供給システムは外部 AC 電源および 2 個の電池パックの切り替えを行なう電源選択回路、電池充電を行う充電回路、これらの制御を行う制御回路から構成される。

電池パックには、リチウムイオン電池を使用し、端子電圧 DC14.8V、容量 4400mA、実測寸法 W850×D700×H40mm、実測重量 392gとなっている。電池パック内には過充電保護、過放電保護、過電流保護機能を有する制御回路を内蔵している。

駆動装置は AC 電源および電池パックによる駆動が可能となっている。電池パックによる駆動時には、2 個の電池パックのうち低電圧側電池パックから放電を行い、残量が少なくなり設定電圧 12.8V 以下になると、もう一方の電池パック放電へ自動的に切り替わる。放電終了は設定電圧以下で判断している。

## 3. 電池充放電特性の測定

補助人工心臓を想定し、電池充放電特性の測定を模擬循環回路および動物実験において行なった。

オーバーフロー型模擬循環回路を用いて負荷となる空気圧発生機構を動作させ、電池の放電特性の測定を行なった。東洋紡績社製血液ポンプ(一回拍出量約 70mL)を接続し、作動流体には水道水を使用した。前・後負荷をそれぞれ 10mmHg、100mmHg に設定し、拍出流量が 4L/min 程度になるように拍動数の調節を行った。SD 比は 44% 固定、血液ポンプと駆動装置を接続するエアース長は 2m とした。満充電した電池を 2 個接続し連続放電を行った。電池の切り替えと放電終了は設定電圧で判断し、放電終了になるまで駆動時間の計測を行った。

また左心室脱血大動脈送血の動物(ホルスタイン、98kg)を作成し、実際の駆動条件下で電池の放電特性の測定を行った。東洋紡績社製血液ポンプは左体側面に固定し、脱血管、送血管の

長さはそれぞれ 50cm、40cm、内径は 14mm とした。補助流量が最大になるように拍動数の調節を行った。SD 比は 44% 固定、エアース長は 2m とした。同様に満充電した電池を 2 個接続し連続放電を行った。電池の切り替えと放電終了は設定電圧で判断し、放電終了になるまで駆動時間の計測を行った。

## 4. 結果

オーバーフロー型模擬循環回路による電池パック 1、2 それぞれの放電時間は 2 時間 51 分、2 時間 48 分であり、連続使用で 5 時間 39 分の放電が可能であった。計測中の前・後負荷は 10mmHg、100mmHg、平均拍出流量は 4.5L/min、駆動装置の拍動数は 80bpm、平均消費電力は 16.9W であった。

また動物実験による電池パック 1、2 それぞれの放電時間は 2 時間 45 分、2 時間 43 分であり、連続使用で 5 時間 28 分の放電が可能であった(図1)。計測中の平均左心房圧は 23mmHg、平均大動脈圧は 97mmHg、平均補助流量は 3.3L/min、駆動装置の拍動数は 80bpm、平均消費電力は 17.1W であった。

電池の放電停止、および切り替えは設定電圧 12.8V で行い、電池の切り替えが駆動装置の動作に影響を及ぼさず、安定した長時間連続駆動が可能であることを確認した。

## 5. まとめ

電源供給システムの構築を行い、電池放電特性の測定を行った。2 個の電池パックによる連続放電を行なったところ、模擬循環回路では 5 時間 39 分、動物実験では 5 時間 28 分の連続駆動が可能であった。また電池パックの切り替えも問題なく行なわれることを確認した。構築した電源供給システムは小型装着式駆動装置用の電源として十分な性能を有していると考えられる。

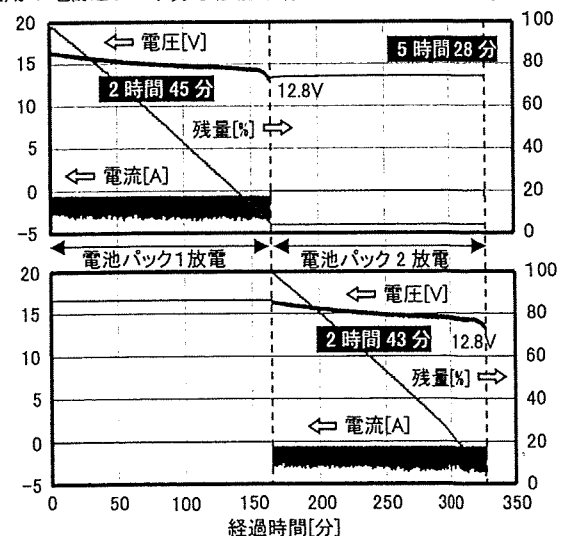


Fig.1 動物実験における電池放電特性

○非 李 桓成 (国立循環器病センタ)、非 赤川英毅 (国立循環器病センタ)、  
 正 築谷朋典 (国立循環器病センタ)、正 本間章彦 (国立循環器病センタ)、  
 非 巽 英介 (国立循環器病センタ)、非 妙中義之 (国立循環器病センタ)

Hwansung Lee, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka  
 Eiki Akagawa, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka  
 Tomonori Tsukiya, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka  
 Akihiko Homma, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka  
 Eisuke Tatsumi, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka  
 Yoshiyuki Taenaka, National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka

Our group is currently developing a pneumatic ventricular assist device (PVAD). In order to select the optimal bileaflet valve for our PVAD, in the current study we investigated the evolution of the flow field in a detailed time domain of three kinds of commercial bileaflet valves in our PVAD by means of the 2D particle image velocimetry method. To carry out flow visualization inside the blood pump and near the valve, we designed a model pump with the same configuration as our PVAD. Three kinds of bileaflet valves, the ATS valve, St. Jude valve and Sorin valve were mounted at the aortic position of the model pump and the flow was visualized by the PIV method. The maximum flow-velocity and Reynolds shear stress of the Sorin valve were less than those of the other two bileaflet valves. The Sorin valve has low Reynolds shear stress, and is considered the best valve for our PVAD among the three valves tested.

Key Words: < pneumatic ventricular assist device, bileaflet mechanical heart valve, flow visualization, particle image velocimetry >

### 背景

心臓移植を要する心疾患数は、米国のみでも年間数万例に達すると推察されるが、実際の心臓移植症例数は年間 2,000 例にとどまっている(1)。その中、心臓移植へのブリッジとしては補助人工心臓 (VAD) が広く使用されている。現在、拍動型補助人工心臓においては、補助人工心臓内部での血栓発生を防ぐために内部での洗い流し効果を得るため、一葉式機械弁が多く使用されている。しかし、現在に一葉式機械弁は臨床での使用は少なく、血流動学的な特性に優れた二葉式機械弁が主に使用されている。我が国のみでも 2002 年の 1 年間で 257 施設において臨床使用された人工弁の 68% は機械弁であり、その中一葉式機械弁はわずか 0.45% しか占めており(2)、将来には市販されない可能性が非常に高い。

本研究では、本施設で開発中の空気駆動式 VAD に最適な二葉式機械弁を調べるため、市販されている二葉式機械弁 3 種類を対象とし、弁周辺での流れの可視化より最大流速と最大レイノルズせん断応力を比較検討した。

### 実験方法

本施設では、空気駆動式 VAD を開発しており(3)、血液ポンプおよび弁周辺部での流れの可視化を行うため、実際の空気駆動式 VAD と同様な形状を持つモデルポンプをアクリルで製作した。モデルポンプはドノバン形模擬循環装置に接続し、補助循環装置 (東洋坊、VCT-30) で駆動した。実験中、平均大動脈圧力は 100 mmHg にした。試験流体としては、アクリルと同一な屈折率を持つ 64% のヨウ化ナトリウム (粘度 3.3 cP、密度 1.9 g/cm<sup>3</sup>、20℃) を使用した。機械弁としては、直径 21 mm の ATS 弁、St. Jude 弁と Sorin 弁の 3 種類を対象とした (Fig. 1)。

流れの可視化は PIV システムを用いて行った。流れの解析には、可視化用解析ソフトを用い、トレーサには粒径 50 μm のポリスチレン粒子を用いた。

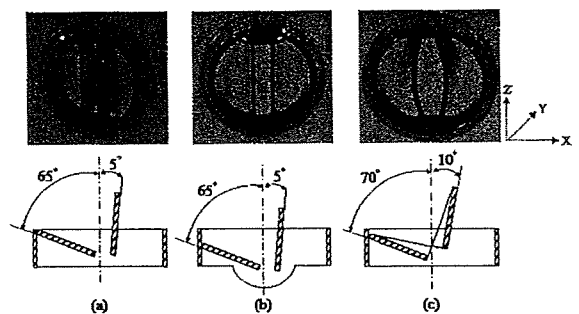


Fig.1 The bileaflet valves used in this study.

### 結果および考察

ATS 弁と St. Jude 弁においては、弁葉表面近くから速い流れが観察された。特に、ATS 弁では、壁付近で速い流速が観察された。一方、Sorin 弁では、弁葉表面および弁の下流から速い流れは観察されなかった (Fig. 2)。

ATS 弁では、X-Y 座標においては、ATS 弁で最大流速がもっとも速く最大 2.8 m/s であり、Sorin 弁でもっとも遅くなっていた。X-Z 座標においては、弁による最大速度の差は少なくなっていた (Fig. 3)。

今研究の結果から弁周辺での流れは弁葉の形状によって異なっていた。特に、Sorin 弁においては、流速がもっとも遅くなっており、弁葉の形状が原因であると考えられる。また、最大レイノルズせん断応力はいずれの弁において弁葉付近で発生しており (Fig. 4)、Sorin 弁では ATS 弁と St. Jude 弁より小さくなっていた (Fig. 5)。ATS 弁と St. Jude 弁の弁葉の形状は平板形で

あり、血液ポンプの収縮期では弁周辺の流れは乱流になりやすく、最大レイノルズせん断応力が大きくなったと考えられる。一方、Sorin 弁の弁葉は曲面形であり、弁周辺の流れに対し抵抗が低くなり、最大流速と最大レイノルズせん断応力が少なくなったと思われる。

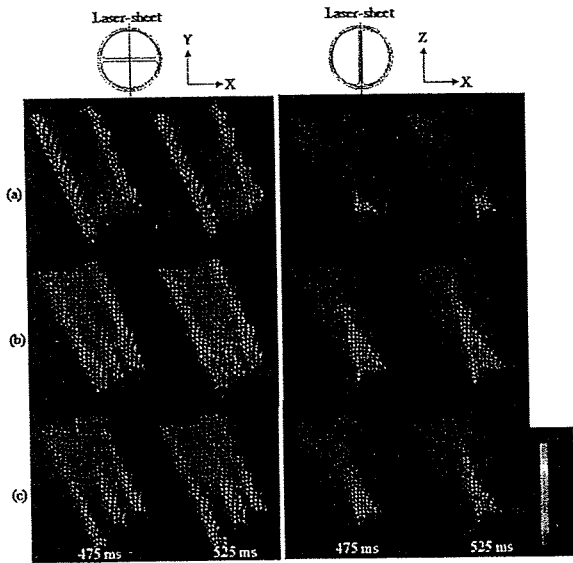


Fig. 2 Vector field of flow-velocity. (a) ATS valve, (b) St. Jude valve, (c) Sorin valve

### 結論

本研究の結果より溶血の観点からでは Sorin 弁が当施設で開発した空気駆動式 VAD に最適であると考えられる。

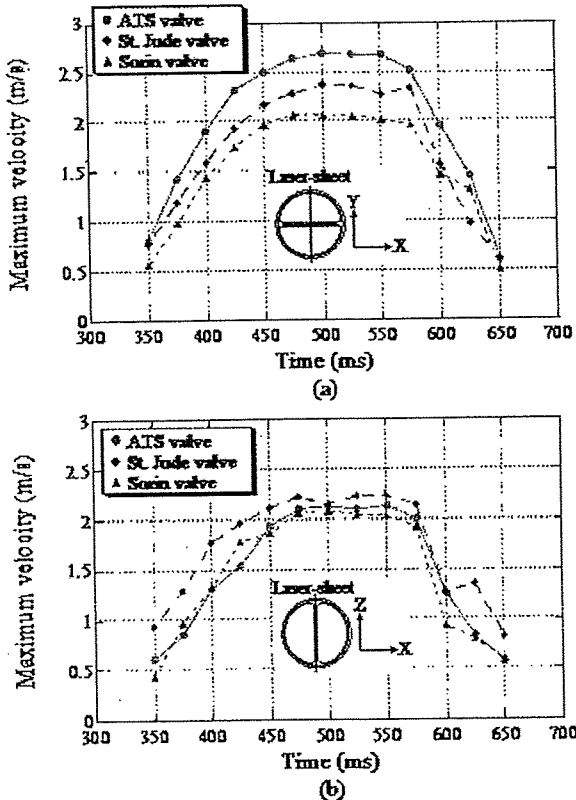


Fig.3 Maximum flow-velocity. (a) X-Y plane, (b) X-Z plane

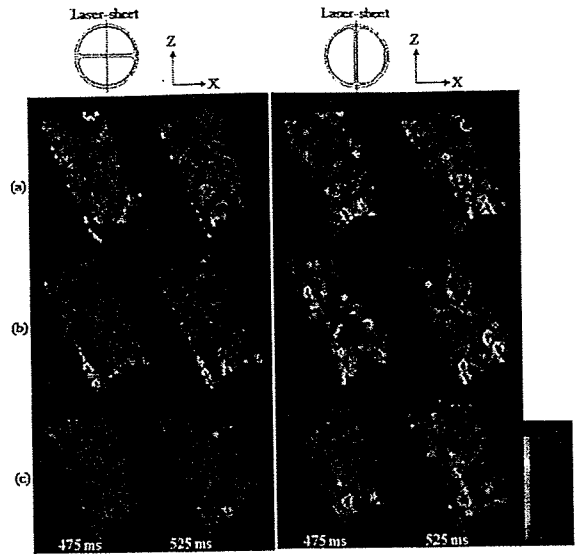


Fig.4 Reynolds shear stress field. (a) ATS valve, (b) St. Jude valve, (c) Sorin valve

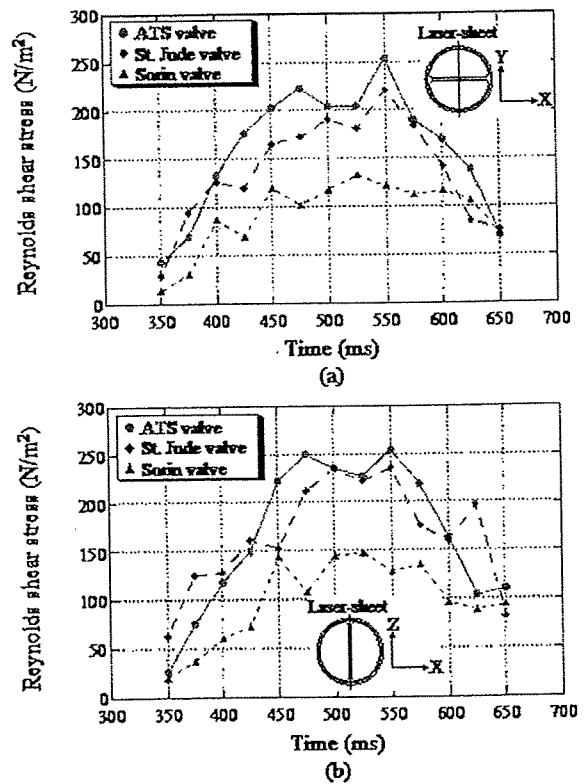


Fig.5 Maximum Reynolds shear stress. (a) X-Y plane, (b) X-Z plane

### 参考文献

1. The United Network for Organs Sharing Web site 2006. Available at [www.unos.org](http://www.unos.org) Accessed February 22, 2006.
2. 人工臓器、Vol. 35別冊:5-11, 2006.
3. Akagawa E. et al. Effects of mechanical valve orifice direction on flow pattern in a ventricular assist device. J Artif Organs 10:85-91, 2007.

---

# 超低充填小児ECMOシステムの開発と基礎研究

---

林 輝行, 巽 英介, 片桐伸将, 水野敏秀, 吉田幸太郎,  
八木原俊克

---

循環器病研究の進歩(通巻49号)  
Vol.XXX No.1(2009.11)p.62~69